

Requested document:	DE19829444 click here to view the pdf document
---------------------	--

Miniature X=ray tube for insertion into blood vessel of organism

Patent Number: DE19829444

Publication date: 2000-01-27

Inventor(s): SCHILD MARKUS (DE); HELL ERICH (DE); HOERNIG MATHIAS (DE)

Applicant(s): SIEMENS AG (DE)

Requested Patent: [DE19829444](#)

Application Number: DE19981029444 19980701

Priority Number(s): DE19981029444 19980701

IPC Classification: H01J35/32; A61M25/00

EC Classification: [H01J35/32](#), [A61N5/10B3](#), [H01J35/06B](#)

Equivalents:

Abstract

The X-ray tube includes a vacuum casing (8) which is equipped with at least one, cylindrical casing section (5) made of a material transparent to X-ray radiation. The inside wall of the casing section is coated, at least partially, with a target material (11). A cylindrical or tubular field emission cathode (9) is arranged in the vacuum casing, extending along the longitudinal axis. The field emission cathode emits electrons radially outwards, in the direction of the target material, for the production of X-ray radiation during the operation of the X-ray tube. The X-ray radiation produced when the electrons hit on the target material penetrates the target material and the casing section of the vacuum casing. The casing section consists preferably of aluminium, and the inside wall of the casing section is equipped with a layer of tungsten.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

(12) **Offenlegungsschrift**
(10) **DE 198 29 444 A 1**

(5) Int. Cl. 7:
H 01 J 35/32
A 61 M 25/00

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Hell, Erich, Dr., 91054 Erlangen, DE; Hörmig,
Mathias, Dipl.-Phys., 91058 Erlangen, DE; Schild,
Markus, Dr., 91052 Erlangen, DE

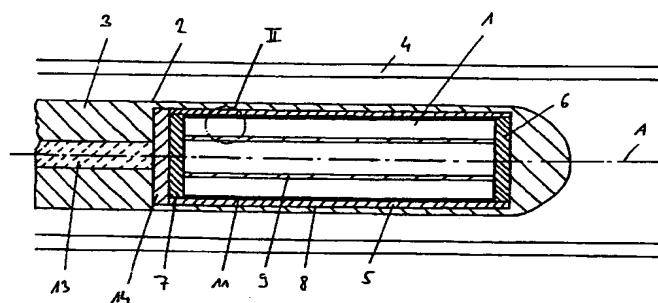
(56) Entgegenhaltungen:
WO 97 07 740 A1
US RE 34 421 E;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Röntgenröhre und Katheter mit einer derartigen Röntgenröhre

(57) Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre zur Einführung in Körpergefäße eines Lebewesens, welche vorzugsweise an dem distalen Ende eines Katheters angeordnet ist. Die Röntgenröhre weist ein Vakuumgehäuse auf, welches wenigstens mit einem wenigstens im wesentlichen zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt versehen ist, dessen Innenwandung mit einem Targetmaterial beschichtet oder zylinderförmige Feldemissionskathode ausgebildet, welche zur Erzeugung von Röntgenstrahlung im Betrieb der Röntgenröhre Elektronen radial auswärts in Richtung auf das Targetmaterial emittiert.



DE 198 29 444 A 1

DE 198 29 444 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre zur Einführung in Körpergefäße eines Lebewesens mit einem Vakuumgehäuse, welches mit wenigstens einem wenigstens im wesentlichen zylinderrohrförmigen, eine Längsachse aufweisenden Gehäuseabschnitt aus einem für Röntgenstrahlung transparenten Material versehen ist. Die Erfindung betrifft außerdem einen Katheter mit einem Schaft, dessen distales Ende mit einer derartigen Röntgenröhre versehen ist.

Röntgenröhren der eingangs genannten Art werden in der Regel zur Behandlung von Erkrankungen mit Röntgenstrahlung im Körperinneren von Patienten eingesetzt. Derartige miniaturisierte in Körpergefäße einführbare und damit in unmittelbarer Nähe zu dem zu behandelnden Gewebe plazierbare Röntgenröhren bieten den Vorteil, daß im wesentlichen nur das zu behandelnde und kein gesundes Gewebe mit Röntgenstrahlung beaufschlagt wird, welches durch die Röntgenstrahlung geschädigt werden könnte.

Ein Einsatzgebiet derartiger Röntgenröhren ist die Behandlung von Gefäßverengungen (Stenosen) in Arterien oder Venen. In 30 bis 50% der Fälle, in denen sich Patienten mit Gefäßverengungen einer PTCA-Behandlung (Percutane Transluminale Coronarangiographie) zur Weitung der Gefäßverengungen unterziehen, kommt es nach etwa einem halben Jahr zur Restenosebildung. Durch eine auf die PTCA-Behandlung folgende Behandlung der Gefäßverengungen mit Röntgenstrahlung kann der Anteil der Patienten mit Restenosebildung reduziert werden. Die Behandlung mit Röntgenstrahlung erfolgt in der Regel unter Verwendung einer an einem Katheter angeordneten Röntgenröhre der eingangs genannten Art, welcher durch Arterien bzw. Venen zu der zu behandelnden Gefäßverengung vorgeschoben und entsprechend relativ zu der Gefäßverengung platziert wird. Die Röntgenröhre des Katheters befindet sich dann in geeigneter Lage relativ zu der Gefäßverengung, welche mit Röntgenstrahlung beaufschlagt werden kann.

Ein derartiger Katheter mit Röntgenröhre ist beispielsweise aus der WO 97/07740 bekannt. Der Katheter weist einen flexiblen Schaft auf, in dessen distalem Ende die Röntgenröhre zum Zwecke der Behandlung von Gefäßverengungen mit Röntgenstrahlung angeordnet ist.

Aus der US RE 34,421 ist außerdem eine Röntgenröhre der eingangs genannten Art bekannt, welche zur Behandlung von Tumoren vorgesehen ist. Die Röntgenröhre wird dabei beispielsweise durch Körperöffnungen in den Körper eines Patienten eingeführt und in nächster Nähe zu dem mit Röntgenstrahlung zu behandelnden Tumor platziert.

Um derartige Röntgenröhren zur effektiven Behandlung, beispielsweise von Gefäßverengungen auch kleinerer Herzkranzgefäße mit Röntgenstrahlung, einzusetzen zu können, ist es vorteilhaft, die Röntgenröhren derart auszuführen, daß das zu behandelnde Gewebe über eine bestimmte Länge von wenigstens 3 mm wenigstens im wesentlichen mit einer homogen verteilten Röntgenstrahlung beaufschlagt werden kann und deren Querschnittsflächen, im Falle runder Querschnittsflächen also deren Durchmesser, möglichst klein sind.

Die aus der WO 97/07740 bekannte Röntgenröhre läßt sich zwar relativ klein ausführen, die Ausführungsform besitzt jedoch den Nachteil, daß die Röntgenstrahlung quasi aus einer Punktquelle erzeugt wird, womit stets ein Abfall der Röntgendiffusion entlang der Längsachse der Röntgenröhre verbunden ist. Die Erzeugung einer über eine bestimmte Länge wenigstens im wesentlichen homogen verteilten Röntgenstrahlung ist also mit der aus der WO 97/07740 bekannten Röntgenröhre nicht möglich.

Die in der US RE 34,421 beschriebene Röntgenröhre

weist zwar ein Vakuumgehäuse mit einem zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt, dessen Innenwandung mit Wolfram beschichtet ist und eine entlang der Längsachse der Röntgenröhre angeordnete Elektronen radial auswärts emittierende Glühkathode auf, so daß über eine bestimmte Länge eine wenigstens im wesentlichen homogen verteilte Röntgenstrahlung erzeugt werden kann. Die Ausführungsform der Röntgenröhre mit einer Glühkathode verhindert jedoch eine derartige Miniaturisierung der Röntgenröhre, daß diese beispielsweise auch in kleinere Herzkranzgefäße mit Durchmessern < 2 mm einführbar ist.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Röntgenröhre der eingangs genannten Art derart auszuführen, daß die Röntgenröhre in bezug auf ihre Querschnittsfläche möglichst klein ausgeführt werden kann und über eine bestimmte Länge eine wenigstens im wesentlichen homogen verteilte Röntgenstrahlung erzeugbar ist. Eine weitere Aufgabe der Erfindung liegt darin, einen Katheter mit Röntgenröhre derart auszubilden, daß der Katheter mit Röntgenröhre in bezug auf seine Querschnittsfläche möglichst klein ausgeführt werden kann und mit der Röntgenröhre des Katheters über eine bestimmte Länge eine wenigstens im wesentlichen homogen verteilte Röntgenstrahlung erzeugbar ist.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch eine Röntgenröhre zur Einführung in Körpergefäße eines Lebewesens mit einem Vakuumgehäuse, welches mit wenigstens einem wenigstens im wesentlichen zylinderrohrförmigen, eine Längsachse aufweisenden Gehäuseabschnitt aus einem für Röntgenstrahlung transparenten Material versehen ist, dessen Innenwandung zumindest teilweise mit einem Targetmaterial beschichtet ist, wobei in dem Vakuumgehäuse eine sich in Richtung der Längsachse erstreckende, im wesentlichen zylinderrohrförmig oder zylindrisch ausgebildete Feldemissionskathode angeordnet ist, welche zur Erzeugung von Röntgenstrahlung im Betrieb der Röntgenröhre Elektronen radial auswärts in Richtung auf das Targetmaterial emittiert, und wobei die beim Auftreffen der Elektronen auf dem Targetmaterial erzeugte Röntgenstrahlung das Targetmaterial und den Gehäuseabschnitt des Vakuumgehäuses durchdringt. Die erfindungsgemäße Röntgenröhre mit zylinderrohrförmigem Gehäuseabschnitt des Vakuumgehäuses, dessen Innenwandung mit einem Targetmaterial beschichtet ist, und sich in Richtung der Längsachse des Gehäuseabschnittes erstreckender Feldemissionskathode ermöglicht es, über eine bestimmte Länge eine wenigstens im wesentlichen annähernd homogen verteilte Röntgenstrahlung zu erzeugen. Der Vorteil der Erzeugung einer homogen verteilten Röntgenstrahlung über eine bestimmte Länge liegt darin, daß das zu behandelnde Gewebe entlang der Längsachse des Gehäuseabschnittes mit einer gleichmäßigen Röntgendiffusion beaufschlagt werden kann, da kein Intensitätsabfall entlang der Längsachse auftritt, und die Röntgenröhre bei Behandlungen, beispielsweise von Gefäßverengungen, nur noch wenige Male verschoben werden muß, um das zu behandelnde Gewebe vollständig mit Röntgenstrahlung zu beaufschlagen. Auf diese Weise kann die Behandlungsdauer deutlich reduziert werden. Der mit dem Targetmaterial beschichtete Gehäuseabschnitt weist dabei entsprechende Längsbemessungen auf. Die Ausführung der Kathode der Röntgenröhre als sich in Richtung der Längsachse des Gehäuseabschnittes erstreckende, im wesentlichen zylinderrohrförmige oder zylindrische Feldemissionskathode ermöglicht es, die Röntgenröhre mit einer derart geringen Querschnittsfläche auszubilden, daß die Röntgenröhre selbst in Herzkranzgefäße mit Durchmessern < 2 mm einführbar ist. Auf diese Weise kann der Einsatzbereich derartiger miniaturisierter Röntgenröhre deutlich erweitert wer-

den.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, daß der Gehäuseabschnitt des Vakuumgehäuses aus Aluminium ausgehildet ist. Aluminium weist eine gute thermische Leitfähigkeit zum Abführen der im Betrieb der Röntgenröhre bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung entstehenden Wärme und aufgrund seiner niedrigen Kernladungszahl eine hohe Transparenz für Röntgenstrahlung auf. So ist Aluminium z. B. für Röntgenstrahlung im Bereich von ca. 10 keV bis 60 keV transparenter als Glas.

Eine Variante der Erfindung sieht vor, die Innenwandung des Gehäuseabschnittes mit einer Schicht aus Wolfram zu versehen, wobei gemäß einer weiteren Variante der Erfindung die Schicht aus Wolfram eine Vielzahl kuppelförmiger Strukturen aufweist. Über die Geometrie der kuppelförmigen Strukturen kann dabei bereits bei der Konstruktion der Röntgenröhre auf vorteilhafte Weise auf die Höhe des Röhrenstromes zur Erzeugung von Röntgenstrahlung Einfluß genommen werden. Als besonders vorteilhaft für die Erzeugung eines hohen Röhrenstromes haben sich halbkugelförmige Strukturen erwiesen.

Gemäß einer weiteren Variante der Erfindung weist die Oberfläche der Feldemissionskathode eine Vielzahl spitz zulaufender Strukturen auf, wobei beim Anlegen einer Spannung zwischen der Feldemissionskathode und dem Targetmaterial eine Feldemission an den spitz zulaufenden Strukturen bewirkt und über die Länge des Targetmaterials eine im wesentlichen homogen verteilte Röntgenstrahlung erzeugt wird. Ein relativ hoher Röhrenstrom läßt sich erreichen, indem die spitz zulaufenden Strukturen der Feldemissionskathode jeweils auf die kuppelförmigen Strukturen des Targetmaterials ausgerichtet werden. Das Optimum, das dabei erreicht werden kann, ergibt sich, wenn die spitz zulaufenden Strukturen nahe der kuppelförmigen Strukturen angeordnet sind bzw. leicht in die kuppelförmigen Strukturen hineinragen.

Eine andere Variante der Erfindung sieht vor, daß die Mantelfläche der Feldemissionskathode aufgerauht und mit einem Flüssigmetall benetzt ist. Beim Anlegen einer Spannung zwischen der Feldemissionskathode und dem Targetmaterial werden dann auf vorteilhafte Weise Elektronen von der Oberfläche des Flüssigmetalls emittiert, welche beim Auftreffen auf das Targetmaterial Röntgenstrahlung erzeugen.

Die weitere Aufgabe der Erfindung wird gelöst durch einen Katheter mit einem Schaft, dessen distales Ende mit einer erfindungsgemäßen Röntgenröhre versehen ist. Indem die Röntgenröhre an bzw. in dem distalen Ende des Katheters angeordnet ist, kann diese auf einfache Weise in den Körper, beispielsweise in Arterien oder Venen zur Behandlung von Gefäßverengungen, eingeführt werden, wobei durch die erfindungsgemäße Ausführung der Röntgenröhre der Katheter in bezug auf seine Querschnittsfläche derart klein ausgeführt werden kann, daß der Katheter mit Röntgenröhre, beispielsweise in Herzkrankgefäßen mit Durchmessern < 2 mm einführbar ist und über eine bestimmte Länge eine wenigstens im wesentlichen homogen verteilte Röntgenstrahlung erzeugbar ist.

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 in geschnittener Darstellung einen Katheter mit Röntgenröhre aufweisend ein Vakuumgehäuse mit einem zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt und einer zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode,

Fig. 2 in vergrößerter Darstellung den Ausschnitt II aus Fig. 1,

Fig. 3 in geschnittener Darstellung einen Katheter mit Röntgenröhre aufweisend ein Vakuumgehäuse mit einem

zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt und einer zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode, und

Fig. 4 in vergrößerter Darstellung den Ausschnitt IV aus Fig. 3.

5 **Fig. 1** zeigt eine erfindungsgemäße Röntgenröhre 1, welche im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels in dem distalen Ende eines Katheters 2 mit einem aus Kunststoff ausgebildeten flexiblen Schaft 3 angeordnet ist. Der Katheter 2 mit der Röntgenröhre 1 ist in eine Arterie 4 zur Behandlung einer in **Fig. 1** nicht näher gezeigten Gefäßverengung eingeführt worden.

Die Röntgenröhre 1 umfaßt einen eine Längsachse A aufweisenden zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5, welcher an seinen Enden mit jeweils einem Isolator 6, 7 versehen ist. Der zylinderrohrförmige Gehäuseabschnitt 5 und die Isolatoren 6, 7 bilden ein Vakuumgehäuse 8.

Im Inneren des Vakuumegehäuses 8 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels eine zylinderrohrförmige Feldemissionskathode 9 angeordnet, deren nicht näher bezeichnete Längsachse mit der Längsachse A des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 zusammenfällt, so daß der Abstand zwischen der äußeren Mantelfläche der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9 und der Innenwandung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitts 5

15 über die gesamte Länge der Feldemissionskathode 9 annähernd konstant ist. Die Mantelfläche der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wie **Fig. 2** in vergrößerter Darstellung zeigt, mit einer Vielzahl spitz zulaufender Strukturen 10 versehen. Die spitz zulaufenden Strukturen 10 erstrecken sich im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels über die gesamte Mantelfläche der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9. Die zylinderrohrförmige Feldemissionskathode 9 ist mit ihren Enden an den Isolatoren 6, 7 befestigt.

Die Innenwandung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels vollständig mit einer Schicht eines Targetmaterials, im vorliegenden Fall mit einer Schicht aus Wolfram 11, versehen. Der zylinderrohrförmige Gehäuseabschnitt 5 selbst ist aus Aluminium ausgebildet. Die Verwendung von Aluminium für den zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5 erweist sich dahingehend als Vorteil, daß Aluminium eine gute thermische Leitfähigkeit zum Abführen der im Betrieb der Röntgenröhre 1 erzeugten Wärme und eine niedrige Kernladungszahl aufweist, so daß Aluminium eine hohe Transparenz für Röntgenstrahlung besitzt. Aluminium ist beispielsweise für Röntgenstrahlung im Bereich von ca. 10 keV bis 60 keV transparenter als Glas. Die Beschichtung der 20 Innenwandung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 kann in an sich bekannter Weise, z. B. in einer Laserinnenrohrbeschichtungsanlage, erfolgen. Mit einer derartigen Beschichtungsanlage ist die Beschichtung der Innenwandung von Rohren von 1 bis 10 mm Durchmesser auf einer Länge von bis zu ca. 50 cm möglich.

Die Schicht aus Wolfram 11 weist wie in **Fig. 2** in vergrößerter Darstellung gezeigt ist, eine Vielzahl kuppelförmiger, im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels halbkugelförmiger Strukturen 12 auf, welche sich über die gesamte 25 Schicht aus Wolfram 11 erstrecken. Jede spitz zulaufende Struktur 10 ist dabei vorzugsweise einer halbkugelförmigen Struktur 12 zugeordnet, wobei das Lot von jeder spitz zulaufenden Struktur 10 auf die Innenwandung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 vorzugsweise durch eine halbkugelförmige Struktur verläuft. Auf diese Weise werden bereits durch den konstruktiven Aufbau der Röntgenröhre 1 die Voraussetzungen dafür geschaffen, daß sich im Betrieb der Röntgenröhre 1 ein möglichst hoher Röhrenstrom erzeu-

gen läßt.

Zum elektrischen Anschluß der Röntgenröhre 1, beispielsweise an einen in den Figuren nicht gezeigten, aber an sich bekannten Hochspannungsgenerator, ist durch den Schalt 3 ein Versorgungskabel 13 mit nicht näher gezeigten, aber an sich bekannten elektrischen Versorgungsleitungen geführt. Das Versorgungskabel 13 weist an seinem Ende einen mit der Röntgenröhre 1 verbundenen Stecker 14 zur Verbindung der elektrischen Versorgungsleitungen mit den internen Anschlußleitungen der Röntgenröhre 1 auf. Die internen Anschlußleitungen der Röntgenröhre 1 zum elektrischen Anschluß der zylinderförmigen Feldemissionskathode 9 und des Targetmaterials sind in den Figuren nicht gezeigt.

Im Betrieb der Röntgenröhre 1 wird zwischen der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9 und dem zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5 mit der Schicht aus Wolfram 11 eine Spannung angelegt, so daß Feldemissionen an den spitz zulaufenden Strukturen 10 der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9 bewirkt werden. Die Elektronen werden dabei radial auswärts in Richtung auf die Schicht aus Wolfram 10 emittiert, wobei beim Auftreffen der Elektronen auf der Schicht aus Wolfram 10 Röntgenstrahlung erzeugt wird. Die erzeugte Röntgenstrahlung durchdringt dabei die Schicht aus Wolfram 10, den zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5 aus Aluminium und den Schalt 3 des Katheters 2 und beaufschlägt das zu behandelnde Gewebe. In Abhängigkeit von der Größe und Form der spitz zulaufenden Strukturen 10 der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9, den Abmessungen der halbkugelförmigen Strukturen 12 der Schicht aus Wolfram 11 und deren relative Ausrichtung und Abstand kann dabei die Höhe des Röhrenstroms und somit der erzeugbaren Röntgendosis beeinflußt werden. Zur Erzeugung einer therapeutischen Röntgendosis von 10 bis 30 Gy (Grays) in 1 bis 3 mm Gewebetiefe ist beispielsweise ein Röhrenstrom von ca. 50 µA erforderlich, der mit der erfundungsgemäßen Röntgenröhre 1 erzeugbar ist.

Die Ausbildung der Kathode der Röntgenröhre 1 als zylinderrohrförmige Feldemissionskathode 9 sowie die Beschichtung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 des Vakuumgehäuses 8 mit einem Targetmaterial zur Bildung einer Transmissionsanode ermöglicht es dabei, über eine bestimmte Länge von wenigstens 3 mm, vorzugsweise über eine Länge von 3 bis 6 mm, eine annähernd homogen verteilte Röntgenstrahlung zu erzeugen. Auf diese Weise muß der Katheter 2 mit Röntgenröhre 1 bei der Behandlung einer Gefäßverengung nur noch wenige Male verschoben werden, um das gesamte zu behandelnde Gewebe mit Röntgenstrahlung zu beaufschlagen. Bei der Behandlung einer Gefäßverengung von 2 cm Länge und einer Beschichtung der Innenwand des Gehäuseabschnittes 5 mit einem Targetmaterial über eine Länge von wenigstens 5 mm sind beispielsweise nur noch vier Verschiebungen des Katheters 2 für die Behandlung des Gewebes mit Röntgenstrahlung notwendig. Das Maximum der azimutalen Intensitätsverteilung der Röntgenstrahlung ist dabei abhängig von der Schichtdicke des Targetmaterials und liegt beispielsweise bei einer zwischen der zylinderrohrförmigen Feldemissionskathode 9 und der Schicht aus Wolfram 10 angelegten Spannung von ca. 45 kV bei etwa 50°.

Die Ausbildung der Kathode der Röntgenröhre 1 als hohlzylindrische Feldemissionskathode 9 hat zudem den Vorteil, daß die Röntgenröhre 1 in bezug auf ihre Querschnittsfläche, bei runder Querschnittsfläche im Durchmesser, relativ klein ausgeführt werden kann, so daß der Katheter 2 mit Röntgenröhre 1 auch in kleinere Herzkrankengefäße mit Durchmessern < 2 mm einführbar ist.

Typische Abmessungen der erfundungsgemäßen Röntgenröhre liegen für die Längsausdehnung zwischen 2 bis 10 mm und bei wenigstens im wesentlichen runder Querschnittsfläche für den Durchmesser zwischen 1 bis 4 mm.

Fig. 3 zeigt eine weitere Ausführungsform eines Katheters 15 mit Röntgenröhre 16. Der Aufbau des Katheters 15 bzw. der Röntgenröhre 16 entspricht dabei im wesentlichen dem Aufbau des Katheters 2 bzw. der Röntgenröhre 1, so daß Komponenten des Katheters 15 bzw. der Röntgenröhre 16, welche mit Komponenten des Katheters 2 bzw. der Röntgenröhre 1 wenigstens im wesentlichen bau- und funktionsgleich sind, mit gleichen Bezugssymbolen versehen sind.

Die Röntgenröhre 16 weist wie im Falle der Röntgenröhre 1 einen aus Aluminium gebildeten zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5 auf, welcher an seinen Enden mit jeweils einem Isolator 6, 7 versehen ist. Der zylinderrohrförmige Gehäuseabschnitt 5 und die Isolatoren 6, 7 bilden ein Vakuumpack 8.

Im Falle des in Fig. 3 gezeigten Ausführungsbeispiele ist im Inneren des Vakuumgehäuses 8 eine zylinderförmige Feldemissionskathode 17, z. B. in Form eines Drahtes, angeordnet. Die nicht näher bezeichnete Längsachse der zylinderförmigen Feldemissionskathode 17 fällt mit der Längsachse A des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 zusammen, so daß der Abstand zwischen der äußeren Mantelfläche der zylinderförmigen Feldemissionskathode 17 zu der Innenwandung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 über die gesamte Länge der Feldemissionskathode 17 annähernd konstant ist. Die Mantelfläche der zylinderförmigen Feldemissionskathode 17 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles, wie Fig. 4 in vergrößerter Darstellung zeigt, aufgeraut und mit einem Flüssigmetall 18 benetzt. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles ist die gesamte Mantelfläche der zylinderförmigen Feldemissionskathode 17 derart aufgeraut und mit dem Flüssigmetall 18 versehen. Die zylinderförmige Feldemissionskathode 17 ist mit ihren Enden an den Isolatoren 6, 7 befestigt.

Wie im Falle des in Fig. 1 gezeigten Ausführungsbeispieles ist die Innenwandung des zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnittes 5 vollständig mit einer Schicht aus Wolfram 19 versehen, welche im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispieles jedoch keine kuppelförmigen Strukturen aufweist.

Der elektrische Anschluß der Röntgenröhre 16 ist wie der elektrische Anschluß der Röntgenröhre 1 ausgeführt.

Im Betrieb der Röntgenröhre 16 wird zwischen der zylinderförmigen Feldemissionskathode 17 und dem zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5 mit der Schicht aus Wolfram 19 eine Spannung angelegt, so daß Elektronen von der Oberfläche des Flüssigmetalls radial auswärts in Richtung auf die Schicht aus Wolfram 19 emittiert werden. Beim Auftreffen der Elektronen auf der Schicht aus Wolfram 19 wird wiederum Röntgenstrahlung erzeugt, welche die Schicht aus Wolfram 19, den zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt 5 und den Schalt 3 des Katheters 16 in Richtung auf das zu behandelnde Gewebe durchdringt.

Da der Katheter 16 mit Röntgenröhre 15 im wesentlichen dieselben Abmessungen aufweist wie der Katheter 2 mit Röntgenröhre 1 kann auch im Falle des in Fig. 3 gezeigten Ausführungsbeispieles über eine Länge von wenigstens 3 mm, vorzugsweise über eine Länge von ca. 3 bis 6 mm, eine Röntgenstrahlung homogener Verteilung erzielt werden, so daß der Katheter 15, beispielsweise bei der Behandlung von Gefäßverengungen, nur noch wenige Male verschoben werden muß, um das gesamte zu behandelnde Gewebe mit Röntgenstrahlung zu beaufschlagen. Die Ausbildung der Kathode der Röntgenröhre 16 als zylinderförmige Feldemissionskathode 17 schafft wiederum die Vorausset-

zung, die Röntgenröhre 16 bzw. den Katheter 15 derart klein, d. h. mit geringem Durchmesser, auszuführen, daß der Katheter 15 mit Röntgenröhre 16 auch in kleinere Herzkrankgefäß mit Durchmessern < 2 mm zur Behandlung von Gefäßverengungen mit Röntgenstrahlung einführbar ist.

Der in den Fig. 1 bis 4 gezeigte Aufbau der erfindungsgemäßen Röntgenröhre bzw. des erfindungsgemäßen Katheters ist dabei nur exemplarisch zu verstehen und kann von dem vorstehend beschriebenen Aufbau im Rahmen der Erfindung abweichen.

So muß beispielsweise das Vakuumgehäuse nicht notwendigerweise nur einen zylinderrohrförmigen Gehäuseabschnitt aus Aluminium aufweisen, sondern kann vollständig aus einem Aluminiumgehäuse ausgebildet sein. Des Weiteren kann anstelle von Wolfram auch ein anderes Targetmaterial verwendet werden.

Darüber hinaus sind Mischformen jeglicher Art der in den Fig. 1 bis 4 gezeigten Ausführungsbeispiele möglich.

Die Anwendung der erfindungsgemäßen Röntgenröhre bzw. des erfindungsgemäßen Katheters ist vorstehend am Beispiel der Behandlung von Gefäßverengungen in Arterien beschrieben. Die Röntgenröhre bzw. der Katheter können jedoch auch zur Behandlung von Gefäßverengungen in Venen oder für andere medizinische Behandlungen eingesetzt werden.

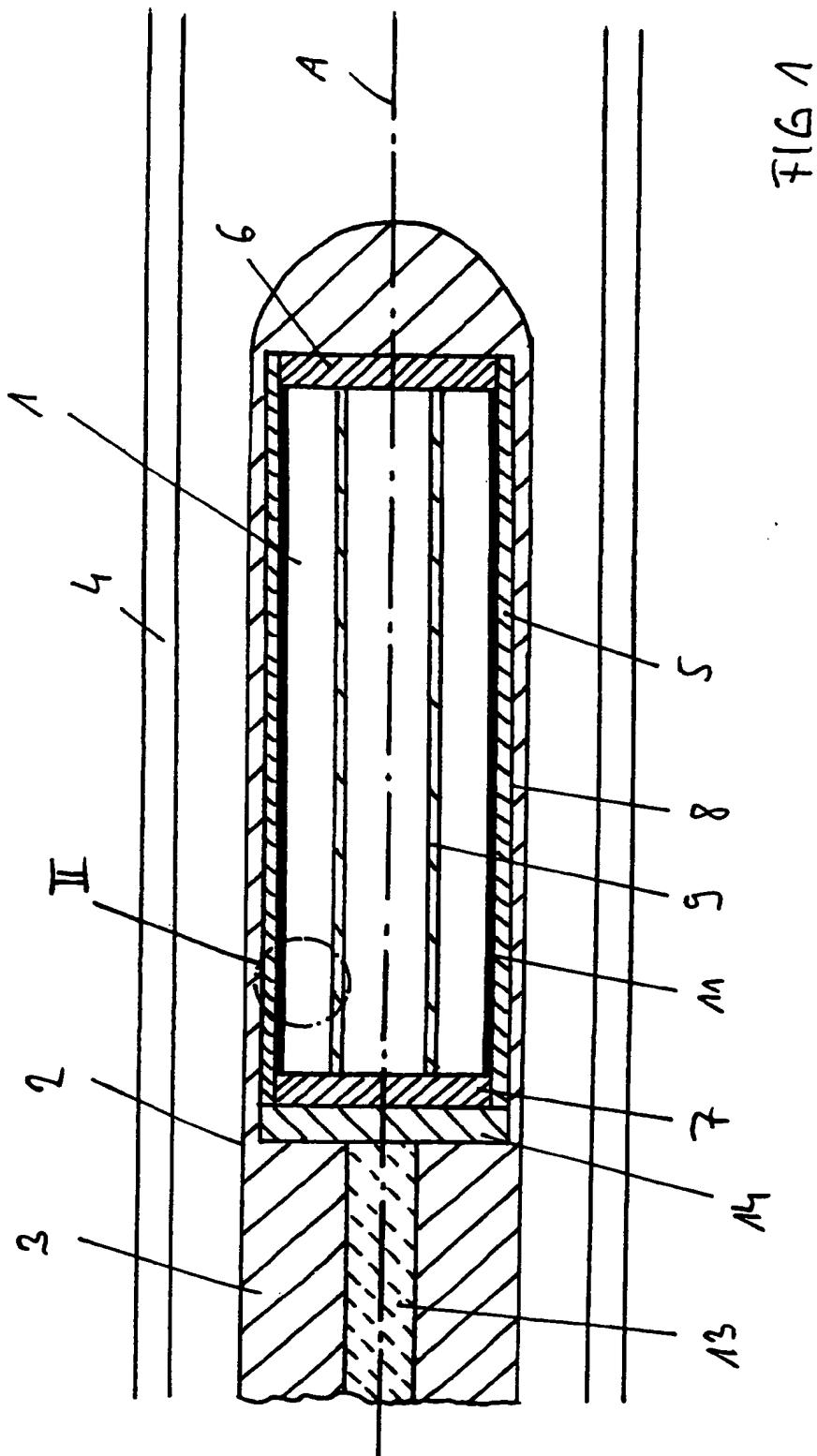
Der Einsatz der Röntgenröhre bzw. des Katheters ist jedoch nicht auf den medizinischen Bereich beschränkt.

che 1 bis 6 versehen ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

Patentansprüche

1. Röntgenröhre zur Einführung in Körpergefäße (4) eines Lebewesens mit einem Vakuumgehäuse (8), welches mit wenigstens einem wenigstens im wesentlichen zylinderrohrförmigen, eine Längsachse (A) aufweisenden Gehäuseabschnitt (5) aus einem für Röntgenstrahlung transparenten Material versehen ist, dessen Innenwandung zumindest teilweise mit einem Targetmaterial (11, 19) beschichtet ist, wobei in dem Vakuumgehäuse (8) eine sich in Richtung der Längsachse (A) erstreckende, im wesentlichen zylinderrohrförmig oder zylindrisch ausgebildete Feldemissionskathode (9, 17) angeordnet ist, welche zur Erzeugung von Röntgenstrahlung im Betrieb der Röntgenröhre Elektronen radial auswärts in Richtung auf das Targetmaterial (11, 19) emittiert und wobei die beim Auftreffen der Elektronen auf dem Targetmaterial (11, 19) erzeugte Röntgenstrahlung das Targetmaterial (11, 19) und den Gehäuseabschnitt (5) des Vakuumgehäuses (8) durchdringt.
2. Röntgenröhre nach Anspruch 1, bei dem der Gehäuseabschnitt (5) aus Aluminium ist.
3. Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder 2, bei dem die Innenwandung des Gehäuseabschnittes (5) mit einer Schicht aus Wolfram (11, 19) versehen ist.
4. Röntgenröhre nach Anspruch 3, bei dem die Schicht aus Wolfram (11) eine Vielzahl kuppelförmiger Strukturen (19) aufweist.
5. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Mantelfläche der Feldemissionskathode (9) eine Vielzahl spitz zulaufender Strukturen (10) aufweist.
6. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Mantelfläche der Feldemissionskathode (17) aufgeraut und mit einem Flüssigmetall (18) benetzt ist.
7. Katheter mit einem Schaft (3), dessen distales Ende mit einer Röntgenröhre (1, 16) nach einem der Ansprü-



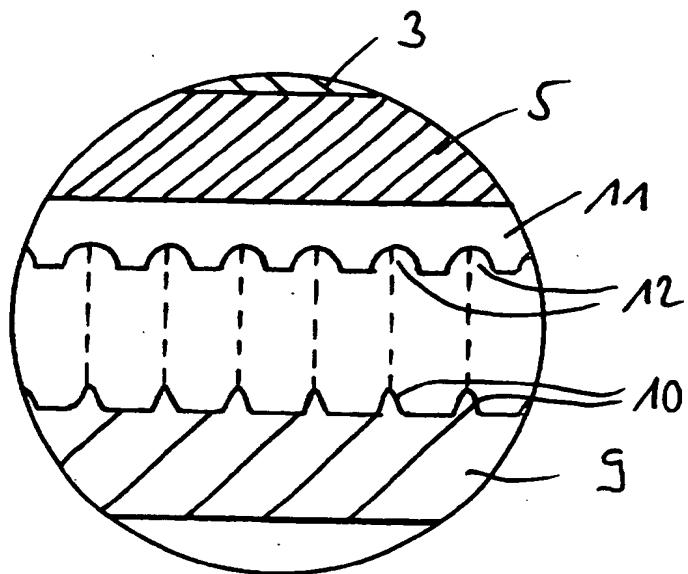


FIG 2

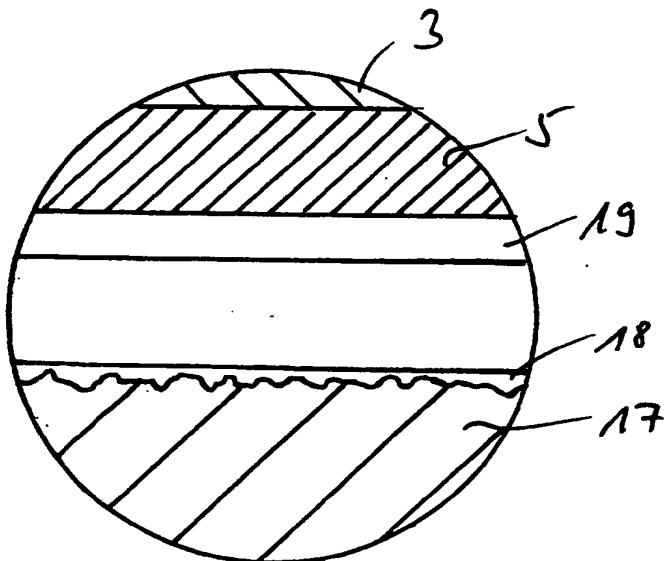


FIG 4

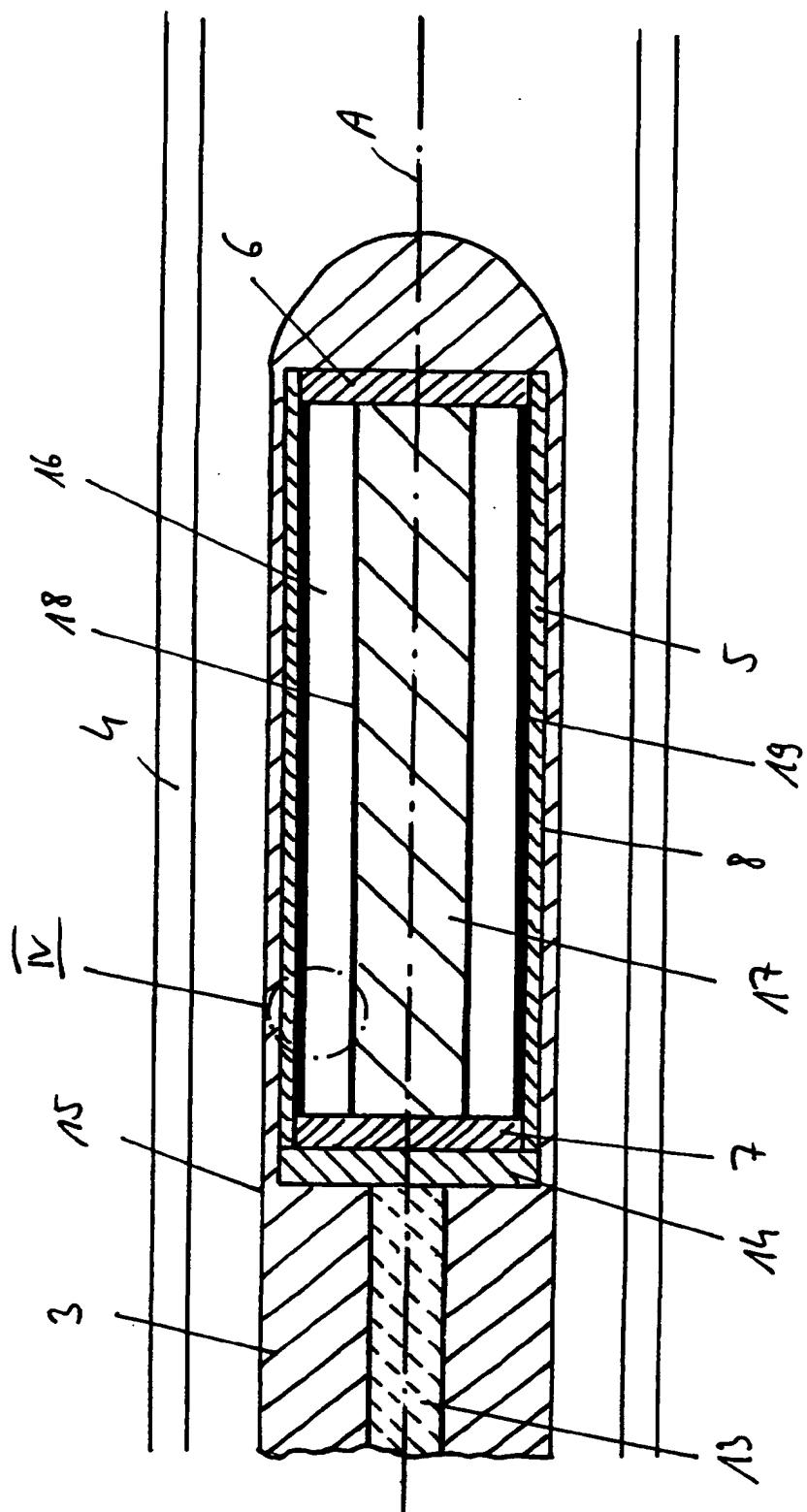


FIG. 3